






**IMPROVED ELECTRODE ARRANGING BODY AND ITS PREPARATION**

**Publication number:** JP55000190 (A)  
**Publication date:** 1980-01-05  
**Inventor(s):** GURIIMU MIRUBOON KURAAKU; JIEIMUZU FUINREI PATORITSUKU; KUENTEIN RICHYAADO BEIRII +  
**Applicant(s):** UNIV MELBOURNE +  
**Classification:**  
 - **international:** **A61F11/00; A61F11/04; A61N1/05; A61N1/36; H04R25/00; A61F11/00; A61N1/05; A61N1/36; H04R25/00; (IPC1-7): A61F11/00; A61N1/36**  
 - **European:** **A61F11/00; A61N1/36F**  
**Application number:** JP19790054122 19790504  
**Priority number(s):** AU19780004285 19780504

**Also published as:**

-  JP61011115 (B)
-  JP1348195 (C)
-  EP0007157 (A2)
-  EP0007157 (A3)
-  CA1115352 (A1)

[more >>](#)

Abstract not available for JP 55000190 (A)  
 Abstract of corresponding document: **EP 0007157 (A2)**

An electrode array 10 specifically for implantation into the human cochlea comprising a biologically inert tube 20 about which is formed a number of electrodes 13 each of which is associated with an insulated conducting wire 14 which passes through a slot 16 in the tube 20 and at one end thereof, the electrodes each being formed of a strip of thin foil and lie substantially within the diameter of the tube 20, the inner end 12 of which is tapered for easy insertion into the cochlea and to minimise trauma during the insertion procedure.

.....  
 Data supplied from the **espacenet** database — Worldwide

⑤ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 F 11/00  
A 61 N 1/36

識別記号

庁内整理番号  
6335—4C  
6404—4C

④ 公開 昭和55年(1980)1月5日  
発明の数 3  
審査請求 未請求

(全 4 頁)

⑭ 改良された電極配列体およびその製法

⑰ 特 願 昭54—54122  
⑱ 出 願 昭54(1979)5月4日  
優先権主張 ⑳ 1978年5月4日㉑ オーストラ  
リア(AU)㉒ PD4285/78  
⑳ 発 明 者 グリム・ミルボーン・クラ  
ーク  
オーストラリア国ヴィクトリア  
・エルサン・バンノン・ロード  
13 “カラー” (番地なし)  
㉓ 発 明 者 ジェイムズ・フィンレイ・パト  
リック  
オーストラリア国ヴィクトリア

・ノース・メルボルン・オーシ  
ヤナシイ・ストリート13  
㉔ 発 明 者 クエンティン・リチャード・ベ  
イリイ  
オーストラリア国ヴィクトリア  
・ブラックバーン・クロヴァリ  
ー・ストリート2  
㉕ 出 願 人 ザ・ユニヴァーシテイ・オブ・  
メルボルン  
オーストラリア国ヴィクトリア  
・パークヴィル・グラタン・ス  
トリート (番地なし)  
㉖ 代 理 人 弁理士 青木朗 外3名

明 細 書

1. 発明の名称

改良された電極配列体およびその製法

2. 特許請求の範囲

1. (1)生物学的に不活性な可撓性管、(2)該管の  
一部の長さに沿って所定間隔をおいて配置され且  
つ概して該管の直径より小さい導電性バンドから  
なる複数の電極ならびに(3)各電極と接続せる導電  
性ワイヤーであって、それぞれ該ワイヤーが接続  
せる電極の下の位置において上記管のスロットを  
通じ管の内部に入り、管の長さに沿って管の一端  
へ伸びている導電性ワイヤーを含んでなる電極配  
列体。

2. 管が可撓性弾性材料でできていて特許請求  
の範囲第1項記載の電極配列体。

3. 管がシリコーンゴムでできていて特許請求  
の範囲第2項記載の電極配列体。

4. 各電極は金属フィルムでできており、その  
長手方向軸のほぼ中心に導電性ワイヤーが取付け  
られ、且つそれぞれの電極は管を取巻いてその両

端が連結されている特許請求の範囲第1項記載の  
電極配列体。

5. 電極は管を取巻いて接合されている長方形  
フィルムから構成され、電極の尾端が電極の他の  
部分に対し折り曲げられて重ね接合されている特  
許請求の範囲第4項記載の電極配列体。

6. 管の中にシリコーンゴムが充填されている  
特許請求の範囲第1項記載の電極配列体。

7. 管の内方端が先細になっている特許請求の  
範囲第1項記載の電極配列体。

8. 可撓性弾性材料からなる管に穿孔し、導電  
性ワイヤーを取付けた導電性材料の長方形フォ  
イルからなる複数の電極を形成し、導電性ワイ  
ヤーを上記穿孔から管中へ送り込んで管の外方端と  
なるべき一端まで延長し、それぞれのフィルムを管  
に巻き付けその2つの自由端を舌片状にして接合  
し、この舌片を電極の隣接部分に対し折り曲げて  
該隣接部分に接合せしめることを特徴とする電極  
配列体の製造方法。

9. 電極を形成した後管中にシリコーンゴム

を充填する特許請求の範囲第8項記載の方法。

④ 管の内方端となるべき端部が先細である特許請求の範囲第8項記載の方法。

14 それぞれ導電性ワイヤーを取付けた複数の円筒状電極要素を、全体として円筒状のマイ中へ入れ、導電性ワイヤーをマイの一端へ伸ばし、マイ中に未キュアシリコーンゴムを注入し、次いで、シリコーンゴムをキュアした後ででき上がった電極配列体をマイから取りはずすことを特徴とする電極配列体の製造方法。

### 3. 発明の詳細な説明

この発明は改良された電極配列体、特に人間の渦巻管への外科移植に適合する電極配列体に関する。

渦巻管は音を知覚する聴覚組織及び神経を含む側頭骨中の渦巻状の骨である。現在世界各国に於いて、聴覚障害を持つ人間が聞こえるようにする為に渦巻管中の聴覚神経を直接刺激する試みが行われている。

神経を刺激するには、渦巻管中に少くとも1つ

これらの電極は平滑な外表面を持つものが製作困難であり、また挿入時に外傷を生じ易いので満足できるものではない。また、スパッター配列体も提案されたが、技術的に非常に進歩した種を用いなければならず、その製作は困難且つ高コストである。

本発明の目的は、渦巻管の螺旋の周囲に巻き付けるに十分な可撓性を有する一方、送り込むに十分な固さを有する電極配列体であって、渦巻管中の神経終末に接触するのに適合せる電極が所定の間隔を置いて配置された電極配列体を提供するにある。

本発明に係る電極配列体は、生物学的に不活性な可撓性管、(2)該管の一部の長さに沿って所定間隔をおいて配置され且つ概して該管の直径より小さい導電性バンドからなる複数の電極、ならびに(3)各電極と接続せる導電性ワイヤーであって、それぞれ該ワイヤーが接続せる電極の下位置において上記管のスロットを通じ管の内部に入り、管の長さに沿って管の一端へ伸びている導電性ワイ

の電極を挿入することが必要であるが、この挿入は円窓を通して、または渦巻管に穿孔することにより行うことができる。渦巻管の長さに沿って間隔を於いて種々の位置で神経を刺激するのが望ましいと考えられる。というのは、正常な聴覚を持つ人間によって覚知される異なる振動数は渦巻管に沿って種々の神経を刺激することにより発現するからである。これら神経の位置は知覚される振動数と関係があり、従って、間隔を於いて所要位置に複数の電極を備え、本質的に渦巻管の渦巻に沿って送り込むことができる電極配列体を用いることが必要となる。

これまで種々の電極配列体が提案されてきた。その1つは、配列体の長さに沿って種々異なる位置にワイヤーの端が置かれるようにし、そのワイヤー端部の被覆を削して配列体の他のワイヤーに渦巻状に巻き付けることによって電極を形成せしめたワイヤー束である。このようなワイヤー束電極は必要な電子特性を持つと共に多かれ少なかれ必要な機械的性質も保持している。しかしながら

ワイヤーを含んで構成される。

所望ならば、適当な機械的性質を持つ材料を管中に完全にまたは部分的に充填することができる。好ましくは、各電極は生物学的に不活性な白金のような金属の薄いフィルムから形成され、また管は生物学的純度のシリコーンゴム(例えば、商標名「シラスチック(Silastic)」なる名称で市販されるシリコーンゴム)から形成することができる。

以下、本発明に係る電極配列体の理解を一層容易ならしめる為、添付図面を参照しつつその具体例について詳細に説明する。

第1図は本発明に係る電極配列体の部分斜視図であって、この図にはすべての電極が示されているが、電極が配置されない配列体部分は割愛されている。第4図は本発明に係る電極配列体の部分正面断面図であり、第5図は第4図の5-5線に沿う断面図である。

電極配列体10は純度の高いシリコーンゴム(例えばシラスチック)管20の周りに形成され

る。実際に、外径560-640ミクロンの医療等級シラスチック小径管が好ましい。内径はほぼこの半分、すなわち320ミクロンである。好ましくは、全電極数の約半分が配置された電極配列体内方部分(即ち、最初に挿入されるべき部分)11は先細となっており、その内方端12の直径は管のその他の部分の直径の約1/2である。挿入時に外傷が生じないようにする為に、内方端は平滑に且つ丸く形成される。従って、管の主要部分の外形が640ミクロンである場合管の内方端の外形は約300ミクロンである。電極13は好ましくは薄い白金ファイルで構成され、このファイルは好ましくは約165ミクロンの厚さを持つ。管に巻き付けられたそれぞれの電極の面積は約0.5 $\text{mm}^2$ であることが望ましいと考えられ、電極を取付けた時にこの面積となるようにするには長さ2 $\text{mm}$ 、巾0.3 $\text{mm}$ のフィルムを用いればよい。導電性ワイヤー14は生物学的に不活性な材料で構成され、所要の機械的性質を持たせる為には白金90%とロジウム10%からなる材料が好ましい。ワイ

電極配列体の活性部分に沿って配置された活性電極13の間隔は好ましくは1.5 $\text{mm}$ であり、中間の接地電極15を考慮するならば電極間隔は好ましくは0.75 $\text{mm}$ である。電極間隔を減じて、言語音周波数に必要な領域に於いてより活性の高い配列体とすることができる。

第2図は、その周りに電極配列体を構成すべき管の部分斜視図であって、この図には導電性ワイヤーを通すスロットが示されている。第3図は各電極を構成するストリップとそれに取り付けられた導電性ワイヤーを示す。

電極配列体10を製造するには、まず電極13の内面のほぼ中心に導電性ワイヤー14を溶接する。次いで、0.75 $\text{mm}$ の間隔を置いてシラスチック管にスロット16を穿孔する。各スロットの長さは電極の幅より小さく、即ち0.3 $\text{mm}$ より小さくする。

各電極13は同様な方法で形成することができる。以下、単一の電極の配置例について説明するが、第1図に示す具体例に於いてはこの操作を

ワイヤーの直径は約25ミクロンであり、個々のワイヤーはポリテトラフルオロエチレン(PTFE)で絶縁されている。医療等級のシリコンゴムをシラスチック管中に完全に又は部分的に充填することができる。

必要な電極の数は使用する関連装置に依存して変わるが、最も単純な場合には最も有効に刺激を与えることができると考えられる管に沿った適当な位置に単一の活性電極を配置するだけで足りる。あるいは、種々適当な間隔を置いて複数の活性電極13を配置し、且つ所望ならば、接地電極を電極配列体の両端に、さらに好ましくは電極配列体の両端と各活性電極の間に配置することができる。このように構成すれば、必要に応じて両極刺激を行うことができ、このような刺激は最も好ましいと考えられる。第1図に示す具体例に於いては10個の活性電極13と10個の接地電極15が配置されているが、各電極は同じであることが望ましく且つ各接地電極は活性電極対の間及び配列体の内方端に配置することが好ましい。

20回繰り返すことにより電極配列体が完成されることは理解されよう。

導電性ワイヤー14を最初にスロット16へ挿入し、管20に沿って管の外方端21、即ち配列体移植時に渦巻管に対し外部末端を構成する端部へ向けてワイヤーを通す。ワイヤーを完全に入れた後電極を管に巻き付け、その両端22及び22'を合わせて圧力をかけ、フィルムの厚さよりわずかに大きい距離だけ管20を内方へ変形せしめる。この位置で電極の両端を溶接する。この状態は第6図に示す通りである。この状態では電極の舌片状尾部25が形成されているが、次いでこの尾部を折曲げて、管に巻き付けられた電極の隣接部に合わせる。この状態は第7図に示す通りである。次いで、第9図に示すように溶接目的の為、特別に設計された溶接電極23を、第8図に示すように電極13と管20との間に挿入し、第2の電極24を上記尾部に押し付け、この尾部を電極13の隣接部分に溶接する。この際3枚の電極ファイルが重なり合う位置に於いてもこれらがもとの管

径内に納まるようにする。各ワイヤーの外方端は適当な方法、通常はコネクターで処理することができる。電極配列端の内方端部は適当な方法でシールすることができるが、平滑に仕上げなければならない。というのは、電極配列体を渦巻管中に挿入する際に渦巻管中の神経終末に外傷を生じないようにしなければならないからである。また、この目的で内方部分11は先細にする。

電極配列体の機械的性質を改良する為に、管中にすべての導電性ワイヤー14を挿入した後に未キュアシリコンゴムを管中に注入し、次いでキュアすることによって単一構造体とすることが望ましい。この注入樹脂は絶縁体としても役立つ。

本発明に係る電極配列体は、それを挿入する為に必要な外科処置を施すに際して、比較的大きな角度で変形し、その結果、容易に渦巻管中に挿入でき、外部からピンセットによって渦巻管中の螺旋に添わせることができる点で全く満足できるものであった。外科医が電極配列体を挿入するに際してピンセットを以て触れるのを回避できるわ

けではないが、本発明に係る電極配列体は十分な可撓性を持つ為、変形を受け入れることができ、且つ十分に弾性的であって、実質的に元の状態に復する。

本発明に係る電極配列体の1つの製造方法は上述の通りである。この方法は熟練を要するけれども非常に満足できる方法である。

電極配列体を製造する別法として、電極と導電性ワイヤーからなる完成した組体をダイ中に入れ、ダイ中に未キュアシリコンゴムを注入し、これをキュアすることによって、ワイヤーが完全に握め込まれ、且つ電極が外表面と同一平面に形成された配列体とすることもできる。この方法に依れば、電極の継合部は内部に入り平滑な外表面が得られるであろう。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る電極配列体の部分斜視図であり、第2図は電極配列体の製造に使用する管の一部を示す斜視図であり、第3図は電極の形成に用いるストリップ(ファイル)とそれに取り付け

た導電性ワイヤーを示す斜視図である。第4図は本発明に係る電極配列体の部分正面断面図であり、第5図は第4図の5-5線に沿う断面図である。第6図、第7図及び第8図は管の周りに電極を取付ける工程を説明する断面図であり、第9図は第8図の工程の操作に用いる特別に設計された溶接電極である。

各図に於ける参照数字は次の通り。

10…電極配列体、11…管の内方部分、12…配列体内方端、13…活性電極、14…導電性ワイヤー、15…接地電極、16…スロット、20…管、21…管の外方端、22, 22'…電極の端部、23…溶接用電極、24…別の溶接用電極、25…電極の舌片状端部。

特許出願人

ザ ユニヴァーシティ オブ メルボルン

特許出願代理人

弁理士 青 木 朗  
 弁理士 西 館 和 之  
 弁理士 内 田 幸 男  
 弁理士 山 口 昭 之

